

日 本 国 特 許 庁
JAPAN PATENT OFFICE

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office

出 願 年 月 日
Date of Application:

2002年 8月20日

出 願 番 号
Application Number:

特願2002-238971

[ST.10/C]:

[JP2002-238971]

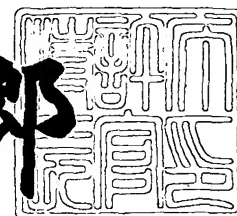
出 願 人
Applicant(s):

ジーイー・メディカル・システムズ・グローバル・テクノロジー・カンパニー・エルエルシー

2003年 1月17日

特 許 庁 長 官
Commissioner,
Japan Patent Office

太田 信一郎



出証番号 出証特2002-3106529

【書類名】 特許願

【整理番号】 16NM02033

【提出日】 平成14年 8月20日

【あて先】 特許庁長官殿

【国際特許分類】 A61B 5/055

【発明の名称】 磁気共鳴撮影装置

【請求項の数】 17

【発明者】

【住所又は居所】 東京都日野市旭が丘四丁目7番地の127 ジーイー横
河メディカルシステム株式会社内

【氏名】 池崎 吉和

【特許出願人】

【識別番号】 300019238

【氏名又は名称】 ジーイー・メディカル・システムズ・グローバル・テク
ノロジー・カンパニー・エルエルシー

【代理人】

【識別番号】 100085187

【弁理士】

【氏名又は名称】 井島 藤治

【選任した代理人】

【識別番号】 100090424

【弁理士】

【氏名又は名称】 鯨島 信重

【手数料の表示】

【予納台帳番号】 009542

【納付金額】 21,000円

【提出物件の目録】

【物件名】 明細書 1

【物件名】 図面 1

【物件名】 要約書 1

【包括委任状番号】 0005611

【プルーフの要否】 要

【書類名】 明細書

【発明の名称】 磁気共鳴撮影装置

【特許請求の範囲】

【請求項 1】 対象の内部のスピンを励起してそのスピが生じるイメージングエコーを減縮されたフィールド・オブ・ビューについて複数の受信系を通じてナビゲータエコーとともに獲得する獲得手段と、

前記イメージングエコーについて前記ナビゲータエコーに基づく位相補正を行う第 1 の補正手段と、

前記位相補正後の前記複数の受信系ごとのイメージングエコーに基づいて中間的な画像を生成する第 1 の画像生成手段と、

前記複数の受信系に関するセンシティビティ・マトリクスを生成する生成手段と、

前記センシティビティ・マトリクスについてマトリクスデータの位相を補正する第 2 の補正手段と、

前記中間的な画像および前記位相補正後のセンシティビティ・マトリクスに基づいて、完全なフィールド・オブ・ビューの画像を生成する第 2 の画像生成手段と、

を具備することを特徴とする磁気共鳴撮影装置。

【請求項 2】 前記減縮されたフィールド・オブ・ビューのリダクションファクタは下記の条件を満足する、
ことを特徴とする請求項 1 に記載の磁気共鳴撮影装置。

記

【数 1】

$$n \geq R > 1$$

ここで、

R：リダクションファクタ

n：受信系の数

【請求項 3】 前記獲得手段は、k スペースのサンプリング間隔の拡大によ

って前記減縮されたフィールド・オブ・ビューを実現する、
ことを特徴とする請求項 1 または請求項 2 に記載の磁気共鳴撮影装置。

【請求項 4】 前記獲得手段は、位相エンコードの階差の拡大によって前記サンプリング間隔の拡大を実現する、
ことを特徴とする請求項 3 に記載の磁気共鳴撮影装置。

【請求項 5】 前記複数の受信系は、それぞれ受信コイルを有する、
ことを特徴とする請求項 1 ないし請求項 4 のうちのいずれか 1 つに記載の磁気共鳴撮影装置。

【請求項 6】 前記受信コイルは、サーフェイスコイルである、
ことを特徴とする請求項 5 に記載の磁気共鳴撮影装置。

【請求項 7】 前記獲得手段は、前記イメージングエコーの獲得に M S - D W - E P I の技法を用いる、
ことを特徴とする請求項 1 ないし請求項 6 のうちのいずれか 1 つに記載の磁気共鳴撮影装置。

【請求項 8】 前記獲得手段は、前記イメージングエコーの獲得に M S - D W - E P I 以外の技法を用いる、
ことを特徴とする請求項 1 ないし請求項 6 のうちのいずれか 1 つに記載の磁気共鳴撮影装置。

【請求項 9】 前記生成手段は、完全なフィールド・オブ・ビューに関する前記複数の受信系の受信感度の空間的分布に基づいて前記センシティビティ・マトリクスを生成する、
ことを特徴とする請求項 1 ないし請求項 8 のうちのいずれか 1 つに記載の磁気共鳴撮影装置。

【請求項 1 0】 前記生成手段は、前記複数の受信系の受信感度のマグニチュードの空間的分布を 2 次元多項式でそれぞれフィッティングしたうえで前記センシティビティ・マトリクスを生成する、
ことを特徴とする請求項 9 に記載の磁気共鳴撮影装置。

【請求項 1 1】 前記生成手段は、前記フィッティングを受信感度のマグニチュードに応じて重み付けした最小自乗法によって行う、

ことを特徴とする請求項 1 0 に記載の磁気共鳴撮影装置。

【請求項 1 2】 前記重み付けの重みは、受信感度のマグニチュードの 2 乗である、

ことを特徴とする請求項 1 1 に記載の磁気共鳴撮影装置。

【請求項 1 3】 前記 2 次元多項式は、2 次式である、
ことを特徴とする請求項 1 0 ないし請求項 1 2 のうちのいずれか 1 つに記載の磁気共鳴撮影装置。

【請求項 1 4】 前記第 2 の補正手段は、前記位相を均一化する、
ことを特徴とする請求項 1 ないし請求項 1 3 のうちのいずれか 1 つに記載の磁気共鳴撮影装置。

【請求項 1 5】 前記第 2 の補正手段は、前記位相を 0 にする、
ことを特徴とする請求項 1 ないし請求項 1 3 のうちのいずれか 1 つに記載の磁気共鳴撮影装置。

【請求項 1 6】 前記第 2 の補正手段は、前記位相を 0 以外の一定値にする、
ことを特徴とする請求項 1 ないし請求項 1 3 のうちのいずれか 1 つに記載の磁気共鳴撮影装置。

【請求項 1 7】 前記第 2 の画像生成手段は、前記画像の生成に下記の式を用いる、
ことを特徴とする請求項 1 ないし請求項 1 6 のうちのいずれか 1 つに記載の磁気共鳴撮影装置。

記

【数 2】

$$V = (S^* S)^{-1} S^* A$$

ここで、

V：完全なフィールド・オブ・ビューの画像の画素値

S：センシティビティ・マトリクス

S*：S の随伴行列

A : 中間画像の画素値

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、磁気共鳴撮影装置に関し、とくに、パラレルイメージング (parallel imaging) を行う磁気共鳴撮影装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

磁気共鳴撮影 (MRI : Magnetic Resonance Imaging) 装置では、マグネットシステム (magnet system) の内部空間すなわち静磁場を形成した撮影空間に撮影の対象を搬入し、勾配磁場および高周波 (RF : radio frequency) 磁場を印加して対象内のスピン (spin) を励起して磁気共鳴信号を発生させ、その受信信号に基づいて画像を再構成する。

【0003】

磁気共鳴撮影の一方式としてパラレルイメージングがある。パラレルイメージングについては、例えば文献 Klaas P. Pruessmann et al., SENSE : Sensitivity Encoding for Fast MRI, Magnetic Resonance in Medicine 42 : 952 - 962 (1999) に記載されている。

【0004】

概説すれば、パラレルイメージングでは、磁気共鳴信号は複数の受信系を通じて同時並行的に獲得される。磁気共鳴信号の獲得は、フィールド・オブ・ビュー (Field of View : FOV) を例えば半分に減縮 (reduction) して行われる。FOVを半分に減縮することにより、信号獲得速度が2倍に向上する。

【0005】

そのようにして獲得した信号に基づいて画像が再構成される。画像再構成は2段階に分けて行われる。第1段階では、複数の受信系がそれぞれ獲得した信号に

基づいて中間的な画像が生成される。画像生成には2次元逆フーリエ (Fourier) 変換が利用される。生成された画像はFOVが減縮したものとなる。FOVが減縮したため、画像にはFOV外から折り返したエリアシング (aliasing) 像が含まれる。

【0006】

第2段階では、このような画像に所定の演算を施すことによってエリアシング像を本来の位置に戻し、完全なFOVの画像を生成する。演算には下記の式が用いられる。

【0007】

【数3】

$$V = (S^* S)^{-1} S^* A$$

【0008】

ここで、

V : 完全なFOVの画像の画素値

S : センシティブィティ・マトリクス (sensitivity matrix)

S* : Sの随伴行列

A : 中間的な画像の画素値

センシティブィティ・マトリクスSは、複数の受信系の空間的な感度分布によって定まる。一般に、受信系の感度は複素数となるので、センシティブィティ・マトリクスのデータ (data) も複素数となる。また、画素値VおよびAも複素数である。

【0009】

頭部断層像を撮影する技法のひとつとして、MS-DW-EPI (Multi Shot Diffusion Weighted Echo Planar Imaging) がある。これは、ディフュージョンが少ないスピンほど信号強度が増すように重み付けした断層像を、マルチショット (multi shot : MS) のエコープラナー (Echo Planar : EPI) 法によって撮影するものである。このようにして撮影した断層像は、脳梗塞の有無を診断する

のに適した画像となる。

【0010】

マルチショットのエコープラナー法では、1画面分のイメージングエコー（i m a g i n g e c h o）が複数回に分けて収集される。すなわち、スピンの励起が複数回に分けて行われ、各励起ごとにイメージングエコーが所定数ずつ収集される。

【0011】

その場合、励起のたびに脳の拍動によるスピンの位置ずれがあると、イメージングエコーの位相誤差により、再構成画像にゴースト（g h o s t）が生じる。そこで、これを防止するために、励起のたびにナビゲータエコー（n a v i g a t o r e c h o）を収集し、ナビゲータエコーの位相でイメージングエコーの位相を補正することが行われる。

【0012】

【発明が解決しようとする課題】

MS-DW-EPIにおいてパラレルイメージングを行うことは不可能であった。その理由は、イメージングエコーをナビゲータエコーで位相補正すると、受信系の感度に由来する位相まで補正されてしまうので、センシティビティ・マトリクスに対して矛盾が生じるためである。

【0013】

そこで、本発明の課題は、ナビゲータエコーでイメージングエコーを位相補正する場合でも、パラレルイメージングが可能な磁気共鳴撮影装置を実現することである。

【0014】

【課題を解決するための手段】

上記の課題を解決するための発明は、対象の内部のスピンを励起してそのスピンが生じるイメージングエコーを減縮されたフィールド・オブ・ビューについて複数の受信系を通じてナビゲータエコーとともに獲得する獲得手段と、前記イメージングエコーについて前記ナビゲータエコーに基づく位相補正を行う第1の補正手段と、前記位相補正後の前記複数の受信系ごとのイメージングエコーに基づ

いて中間的な画像を生成する第 1 の画像生成手段と、前記複数の受信系に関するセンシティビティ・マトリクスを生成する生成手段と、前記センシティビティ・マトリクスについてマトリクスデータの位相を補正する第 2 の補正手段と、前記中間的な画像および前記位相補正後のセンシティビティ・マトリクスに基づいて、完全なフィールド・オブ・ビューの画像を生成する第 2 の画像生成手段と、を具備することを特徴とする磁気共鳴撮影装置である。

【 0 0 1 5 】

また、上記の課題を解決するための発明は、対象の内部のスピンを励起してそのスピンが生じるイメージングエコーを減縮されたフィールド・オブ・ビューについて複数の受信系を通じてナビゲータエコーとともに獲得し、前記イメージングエコーについて前記ナビゲータエコーに基づく位相補正を行い、前記位相補正後の前記複数の受信系ごとのイメージングエコーに基づいて中間的な画像を生成し、前記複数の受信系に関するセンシティビティ・マトリクスを生成し、前記センシティビティ・マトリクスについてマトリクスデータの位相を補正し、前記中間的な画像および前記位相補正後のセンシティビティ・マトリクスに基づいて、完全なフィールド・オブ・ビューの画像を生成する、ことを特徴とする磁気共鳴撮影方法であってよい。

【 0 0 1 6 】

本発明では、センシティビティ・マトリクスについてマトリクスデータの位相を補正するので、ナビゲータエコーで位相補正されたイメージングエコーとの矛盾が無くなり、画像を正常に生成することができる。

【 0 0 1 7 】

前記減縮されたフィールド・オブ・ビューのリダクションファクタは下記の条件を満足することが、適正な画像を得る点で好ましい。

記

【 0 0 1 8 】

【数 4】

$$n \geq R > 1$$

【 0 0 1 9 】

ここで、

R : リダクションファクタ

n : 受信系の数

前記獲得手段は、k スペースのサンプリング間隔の拡大によって前記減縮されたフィールド・オブ・ビューを実現することが、フィールド・オブ・ビューの減縮を適正に行う点で好ましい。

【 0 0 2 0 】

前記獲得手段は、位相エンコードの階差の拡大によって前記サンプリング間隔の拡大を実現することが、フィールド・オブ・ビューの減縮を位相エンコード方向において行う点で好ましい。

【 0 0 2 1 】

前記複数の受信系は、それぞれ受信コイルを有することが、受信を同時並行的に行う点で好ましい。

前記受信コイルは、サーフェイスコイルであることが、受信を対象の近傍で行う点で好ましい。

【 0 0 2 2 】

前記獲得手段は、前記イメージングエコーの獲得にMS-DW-EPIの技法を用いることが、ディフュージョンを反映した画像を撮影する点で好ましい。

前記獲得手段は、前記イメージングエコーの獲得にMS-DW-EPI以外の技法を用いることが、ディフュージョンを反映した画像以外の画像を撮影する点で好ましい。

【 0 0 2 3 】

前記生成手段は、完全なフィールド・オブ・ビューに関する前記複数の受信系の受信感度の空間的分布に基づいて前記センシティビティ・マトリクスを生成することが、センシティビティ・マトリクスを適正に生成する点で好ましい。

【 0 0 2 4 】

前記生成手段は、前記複数の受信系の受信感度のマグニチュードの空間的分布を2次元多項式でそれぞれフィッティングしたうえで前記センシティビティ・マ

トリクスを生成することが、センシティブティ・マトリクスをさらに適正に生成する点で好ましい。

【 0 0 2 5 】

前記生成手段は、前記フィッティングを受信感度のマグニチュードに応じて重み付けした最小自乗法によって行うことが、フィッティングを適正に行う点で好ましい。

【 0 0 2 6 】

前記重み付けの重みは、受信感度のマグニチュードの 2 乗であることが、フィッティングをさらに適正に行う点で好ましい。

前記 2 次元多項式は、2 次式であることが、フィッティングが簡便な点で好ましい。

【 0 0 2 7 】

前記第 2 の補正手段は、前記位相を均一化することが、イメージングエコーの位相補正との整合性がよい点で好ましい。前記位相は 0 または 0 以外の一定値としてよい。

【 0 0 2 8 】

前記第 2 の画像生成手段は、前記画像の生成に下記の式を用いることが、完全なフィールド・オブ・ビューの画像を適正に得る点で好ましい。

記

【 0 0 2 9 】

【数 5】

$$V = (S^* S)^{-1} S^* A$$

【 0 0 3 0 】

ここで、

V：完全なフィールド・オブ・ビューの画像の画素値

S：センシティブティ・マトリクス

S*：S の随伴行列

A：中間画像の画素値

【 0 0 3 1 】

【発明の実施の形態】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を詳細に説明する。なお、本発明は実施の形態に限定されるものではない。図1に磁気共鳴撮影装置のブロック（block）図を示す。本装置は本発明の実施の形態の一例である。本装置の構成によって、本発明の装置に関する実施の形態の一例が示される。

【 0 0 3 2 】

同図に示すように、本装置はマグネットシステム100を有する。マグネットシステム100は主磁場コイル（coil）部102、勾配コイル部106およびRFコイル部108を有する。これら各コイル部は概ね円筒状の形状を有し、互いに同軸的に配置されている。マグネットシステム100の概ね円柱状の内部空間（ボア：bore）に、撮影の対象1がクレードル（cradle）500に搭載されて図示しない搬送手段により搬入および搬出される。

【 0 0 3 3 】

対象1の頭部には受信コイル部110が装着されている。受信コイル部110は複数の受信コイルを有する。受信コイル部110については、後にあらためて説明する。

【 0 0 3 4 】

主磁場コイル部102はマグネットシステム100の内部空間に静磁場を形成する。静磁場の方向は概ね対象1の体軸の方向に平行である。すなわちいわゆる水平磁場を形成する。主磁場コイル部102は例えば超伝導コイルを用いて構成される。なお、超伝導コイルに限らず常伝導コイル等を用いて構成してもよい。

【 0 0 3 5 】

勾配コイル部106は、互いに垂直な3軸すなわちスライス（slice）軸、位相軸および周波数軸の方向において、それぞれ静磁場強度に勾配を持たせるための3つの勾配磁場を生じる。

【 0 0 3 6 】

静磁場空間における互いに垂直な座標軸をX、Y、Zとしたとき、いずれの軸もスライス軸とすることができる。その場合、残り2軸のうちの一方を位相軸と

し、他方を周波数軸とする。また、スライス軸、位相軸および周波数軸は、相互間の垂直性を保ったまま X, Y, Z 軸に関して任意の傾きを持たせることも可能である。本装置では対象 1 の体軸の方向を Z 軸方向とする。

【 0 0 3 7 】

スライス軸方向の勾配磁場をスライス勾配磁場ともいう。位相軸方向の勾配磁場を位相エンコード (e n c o d e) 勾配磁場またはフェーズエンコード (p h a s e e n c o d e) 勾配磁場ともいう。周波数軸方向の勾配磁場をリードアウト (r e a d o u t) 勾配磁場ともいう。リードアウト勾配磁場は周波数エンコード勾配磁場と同義である。このような勾配磁場の発生を可能にするために、勾配コイル部 1 0 6 は図示しない 3 系統の勾配コイルを有する。以下、勾配磁場を単に勾配ともいう。

【 0 0 3 8 】

R F コイル部 1 0 8 は静磁場空間に対象 1 の体内のスピンを励起するための高周波磁場を形成する。以下、高周波磁場を形成することを R F 励起信号の送信ともいう。また、R F 励起信号を R F パルス (p u l s e) ともいう。

【 0 0 3 9 】

励起されたスピンが生じる電磁波すなわち磁気共鳴信号は、受信コイル部 1 1 0 によって受信される。磁気共鳴信号は R F コイル部 1 0 8 でも受信可能になっている。

【 0 0 4 0 】

磁気共鳴信号は、周波数ドメイン (d o m a i n) すなわちフーリエ空間の信号となる。位相軸方向および周波数軸方向の勾配により、磁気共鳴信号のエンコードを 2 軸で行うので、磁気共鳴信号は 2 次元フーリエ空間における信号として得られる。フェーズエンコード勾配およびリードアウト勾配は、2 次元フーリエ空間における信号のサンプリング位置を決定する。以下、2 次元フーリエ空間を k スペース (k - s p a c e) ともいう。

【 0 0 4 1 】

勾配コイル部 1 0 6 には勾配駆動部 1 3 0 が接続されている。勾配駆動部 1 3 0 は勾配コイル部 1 0 6 に駆動信号を与えて勾配磁場を発生させる。勾配駆動部

1 3 0 は、勾配コイル部 1 0 6 における 3 系統の勾配コイルに対応して、図示しない 3 系統の駆動回路を有する。

【 0 0 4 2 】

R F コイル部 1 0 8 には R F 駆動部 1 4 0 が接続されている。R F 駆動部 1 4 0 は R F コイル部 1 0 8 に駆動信号を与えて R F パルスを送信し、対象 1 の体内のスピンを励起する。

【 0 0 4 3 】

受信コイル部 1 1 0 にはデータ収集部 1 5 0 が接続されている。データ収集部 1 5 0 は、受信コイル部 1 1 0 が受信した受信信号をデジタルデータ (d i g i t a l d a t a) として収集する。R F コイル部 1 0 8 もデータ収集部 1 5 0 に接続可能になっており、それによって R F コイル部 1 0 8 の受信信号も収集可能になっている。

【 0 0 4 4 】

勾配駆動部 1 3 0、R F 駆動部 1 4 0 およびデータ収集部 1 5 0 にはシーケンス制御部 1 6 0 が接続されている。シーケンス制御部 1 6 0 は、勾配駆動部 1 3 0 ないしデータ収集部 1 5 0 をそれぞれ制御して磁気共鳴信号の収集を遂行する。

【 0 0 4 5 】

シーケンス制御部 1 6 0 は、例えばコンピュータ (c o m p u t e r) 等を用いて構成される。シーケンス制御部 1 6 0 は図示しないメモリ (m e m o r y) を有する。メモリはシーケンス制御部 1 6 0 用のプログラムおよび各種のデータを記憶している。シーケンス制御部 1 6 0 の機能は、コンピュータがメモリに記憶されたプログラムを実行することにより実現される。

【 0 0 4 6 】

データ収集部 1 5 0 の出力側はデータ処理部 1 7 0 に接続されている。データ収集部 1 5 0 が収集したデータがデータ処理部 1 7 0 に入力される。データ処理部 1 7 0 は、例えばコンピュータ等を用いて構成される。データ処理部 1 7 0 は図示しないメモリを有する。メモリはデータ処理部 1 7 0 用のプログラムおよび各種のデータを記憶している。

【 0 0 4 7 】

データ処理部 1 7 0 はシーケンス制御部 1 6 0 に接続されている。データ処理部 1 7 0 はシーケンス制御部 1 6 0 の上位にあってそれを統括する。本装置の機能は、データ処理部 1 7 0 がメモリに記憶されたプログラムを実行することによりを実現される。

【 0 0 4 8 】

データ処理部 1 7 0 は、データ収集部 1 5 0 が収集したデータをメモリに記憶する。メモリ内にはデータ空間が形成される。このデータ空間は k スペースに対応する。データ処理部 1 7 0 は、k スペースのデータを 2 次元逆フーリエ変換することにより画像を再構成する。

【 0 0 4 9 】

データ処理部 1 7 0 には表示部 1 8 0 および操作部 1 9 0 が接続されている。表示部 1 8 0 は、グラフィックディスプレイ (g r a p h i c d i s p l a y) 等で構成される。操作部 1 9 0 はポインティングデバイス (p o i n t i n g d e v i c e) を備えたキーボード (k e y b o a r d) 等で構成される。

【 0 0 5 0 】

表示部 1 8 0 は、データ処理部 1 7 0 から出力される再構成画像および各種の情報を表示する。操作部 1 9 0 は、使用者によって操作され、各種の指令や情報等をデータ処理部 1 7 0 に入力する。使用者は表示部 1 8 0 および操作部 1 9 0 を通じてインタラクティブ (i n t e r a c t i v e) に本装置を操作する。

【 0 0 5 1 】

図 2 に、他の方式の磁気共鳴撮影装置のブロック図を示す。同図に示す磁気共鳴撮影装置は、本発明の実施の形態の一例である。本装置の構成によって、本発明の装置に関する実施の形態の一例が示される。

【 0 0 5 2 】

本装置は、図 1 に示した装置とは方式を異にするマグネットシステム 1 0 0 ' を有する。マグネットシステム 1 0 0 ' 以外は図 1 に示した装置と同様な構成になっており、同様な部分は同一の符号を付して説明を省略する。

【 0 0 5 3 】

マグネットシステム 1 0 0' は主磁場マグネット部 1 0 2'、勾配コイル部 1 0 6' および RF コイル部 1 0 8' を有する。これら主磁場マグネット部 1 0 2' および各コイル部は、いずれも空間を挟んで互いに対向する 1 対のものからなる。また、いずれも概ね円盤状の形状を有し中心軸を共有して配置されている。マグネットシステム 1 0 0' の内部空間（ボア）に、対象 1 がクレードル 5 0 0 に搭載されて図示しない搬送手段により搬入および搬出される。

【 0 0 5 4 】

対象 1 の頭部には受信コイル部 1 1 0 が装着されている。受信コイル部 1 1 0 は複数の受信コイルを有する。受信コイル部 1 1 0 については、後にあらためて説明する。

【 0 0 5 5 】

主磁場マグネット部 1 0 2' はマグネットシステム 1 0 0' の内部空間に静磁場を形成する。静磁場の方向は概ね対象 1 の体軸方向と直交する。すなわちいわゆる垂直磁場を形成する。主磁場マグネット部 1 0 2' は例えば永久磁石等を用いて構成される。なお、永久磁石に限らず超伝導電磁石あるいは常伝導電磁石等を用いて構成してもよい。

【 0 0 5 6 】

勾配コイル部 1 0 6' は、互いに垂直な 3 軸すなわちスライス軸、位相軸および周波数軸の方向において、それぞれ静磁場強度に勾配を持たせるための 3 つの勾配磁場を生じる。

【 0 0 5 7 】

静磁場空間における互いに垂直な座標軸を X, Y, Z としたとき、いずれの軸もスライス軸とすることができる。その場合、残り 2 軸のうち的一方を位相軸とし、他方を周波数軸とする。また、スライス軸、位相軸および周波数軸は、相互間の垂直性を保ったまま X, Y, Z 軸に関して任意の傾きを持たせることも可能である。本装置でも対象 1 の体軸の方向を Z 軸方向とする。

【 0 0 5 8 】

スライス軸方向の勾配磁場をスライス勾配磁場ともいう。位相軸方向の勾配磁場を位相エンコード勾配磁場ないしフェーズエンコード勾配磁場ともいう。周波

数軸方向の勾配磁場をリードアウト勾配磁場ともいう。リードアウト勾配磁場は周波数エンコード勾配磁場と同義である。このような勾配磁場の発生を可能にするために、勾配コイル部 1 0 6' は図示しない 3 系統の勾配コイルを有する。

【 0 0 5 9 】

R F コイル部 1 0 8' は静磁場空間に対象 1 の体内のスピンを励起するための R F パルスを送信する。励起されたスピンが生じる電磁波すなわち磁気共鳴信号は、受信コイル部 1 1 0 によって受信される。磁気共鳴信号は、また、R F コイル部 1 0 8' でも受信可能になっている。受信コイル部 1 1 0 または R F コイル部 1 0 8' の受信信号がデータ収集部 1 5 0 に入力される。

【 0 0 6 0 】

受信コイル部 1 1 0 について説明する。受信コイル部 1 1 0 は、図 3 に示すように、対象 1 の頭部に近接して配置された複数の受信コイル 1 1 2 ~ 1 1 8 を有する。受信コイル 1 1 2 ~ 1 1 8 はそれぞれ閉ループをなす。受信コイル 1 1 2 ~ 1 1 8 は対象 1 の頭部を囲むように配置されている。受信コイル 1 1 2 ~ 1 1 8 としては、例えばそれぞれサーフェイスコイル (s u r f a c e c o i l) が用いられる。サーフェイスコイルは、対象のごく近傍で信号を受信するのに好適である。

【 0 0 6 1 】

受信コイル 1 1 2 ~ 1 1 8 は、実質的に相互干渉がないように構成されている。相互干渉がない複数の受信コイルは、フェーズドアレイコイル (p h a s e d a r r a y c o i l) とも呼ばれる。フェーズドアレイコイルをなす複数の受信コイルの個数は、4 以上または以下の複数であってよい。以下、受信コイル数が 4 である例で説明するが、それ以上または以下の複数の場合も同様である。

【 0 0 6 2 】

フェーズドアレイコイルをなす受信コイル 1 1 2 ~ 1 1 8 は、それぞれ独立に磁気共鳴信号を受信する。受信コイル 1 1 2 ~ 1 1 8 の受信信号は、図 4 に示すように、データ収集部 1 5 0 内の受信回路 1 5 2 ~ 1 5 8 にそれぞれ入力される。

【 0 0 6 3 】

受信コイル 1 1 2 および受信回路 1 5 2 は受信系 1 を構成する。受信コイル 1 1 4 および受信回路 1 5 4 は受信系 2 を構成する。受信コイル 1 1 6 および受信回路 1 5 6 は受信系 3 を構成する。受信コイル 1 1 8 および受信回路 1 5 8 は受信系 4 を構成する。

【 0 0 6 4 】

このように、複数の受信系が個別に受信コイルを有することにより、信号受信は複数の受信系により同時並行的に行うことができる。受信系 1 ～ 4 は、本発明における複数の受信系の実施の形態の一例である。

【 0 0 6 5 】

図 5 に、MS-DW-EPI によるスキャン (scan) のパルスシーケンス (pulse sequence) を示す。パルスシーケンスは左から右に進行する。以下同様である。同図において、(1) は RF 信号のパルスシーケンスを示す。(2) ～ (5) はいずれも勾配磁場のパルスシーケンスを示す。(2) はスライス勾配、(3) は周波数エンコード勾配、(4) は位相エンコード勾配、(5) はモーションプロベリング (motion probing) 勾配である。なお、静磁場は一定の磁場強度で常時印加されている。

【 0 0 6 6 】

まず、 90° パルスによるスピン励起が行われる。 90° 励起の所定時間後に 180° パルスによる 180° 励起が行われる。いずれもスライス勾配 G_{slice} の下での選択励起である。 180° 励起の前後でモーションプロベリング勾配 G_{mpg} が印加される。これによって、磁気共鳴信号に対してスピンのデフュージョンに応じた重み付けが行われる。

【 0 0 6 7 】

次に、周波数エンコード勾配 G_{freq} のみが印加されナビゲータエコーが読み出される。ナビゲータエコーは 1 対のものが読み出される。なお、ナビゲータエコーはその中心信号で代表する。以下同様である。

【 0 0 6 8 】

次に、位相エンコード勾配 G_{phase} および周波数エンコード勾配 G_{freq} が所定のシーケンスで印加され、複数のイメージングエコーが逐次読み出され

る。複数のイメージングエコーは位相エンコードがそれぞれ異なる。イメージングエコーも中心信号で代表する。以下同様である。

【 0 0 6 9 】

このようなパルスシーケンスが、繰り返し時間 (r e p e t i t i o n t i m e) T R で所定回数繰り返され、そのつど、1 対のナビゲータエコーおよび複数のイメージングエコーが読み出される。すなわち、マルチショットのスキャンが行われる。繰り返しのたびにイメージングエコーの位相エンコードが変更され、所定回数の繰り返しによって、1 画面分のイメージングエコーを獲得する。

【 0 0 7 0 】

各回のイメージングエコーは、同じ回のナビゲータエコーによって位相補正される。これによって、脳の拍動に由来するイメージングエコーの位相誤差が除去される。

【 0 0 7 1 】

位相エンコードおよび周波数エンコードによってイメージングエコーを読み出すことにより、k スペースのデータがサンプリング (s a m p l i n g) される。図 6 に、k スペース概念図を示す。同図に示すように、k スペースの横軸 k x は周波数軸であり、縦軸 k y は位相軸である。

【 0 0 7 2 】

同図において、複数の横長の長方形がそれぞれ位相軸上のデータサンプリング位置を表す。長方形内に記入された数字は位相エンコード量を表す。位相エンコード量は π / N で正規化してある。N は位相方向のサンプリング数である。

【 0 0 7 3 】

位相エンコード量は位相軸 k y の中心で 0 である。中心から両端にかけて位相エンコード量が次第に増加する。増加の極性は互いに逆である。サンプリング間隔すなわち位相エンコード量の階差は π / N である。断層像は、このような k スペースのデータを 2 次元逆フーリエ変換することにより再構成される。再構成された画像は完全なフィールド・オブ・ビュー (F i e l d o f V i e w : F O V) についての画像となる。以下、完全な F O V をフル F O V (f u l l F O V) ともいう。

【0074】

パラレルイメージングでは、撮影の高速化のために、 k スペースのサンプリング間隔を大きくして、サンプリング回数を削減するようにしている。すなわち、例えば、図7に斜線で示すように、位相軸 k_y 方向のサンプリングを1つおきにしてサンプリング数を $1/2$ に削減する。これによって、撮影時間が半分に短縮され、撮影が高速化される。

【0075】

サンプリングを1つおきとしたことにより、サンプリング間隔が2倍になる。サンプリング間隔を2倍にしたことにより、再構成画像のFOVはフルFOVの $1/2$ に減縮 (reduce) する。

【0076】

位相エンコード方向のサンプリング間隔の倍増は、位相エンコード量の階差を $2\pi/N$ とすることによって行われる。これによって、FOVは位相エンコード方向において $1/2$ に減縮する。

【0077】

一般的には、サンプリング間隔すなわち位相エンコード量の階差を R 倍に拡大すると、FOVは $1/R$ に減縮する。 R はリダクションファクタ (reduction factor) とも呼ばれる。図7では $R=2$ となる。以下、減縮されたFOVをリデュースドFOV (reduced FOV) ともいう。

【0078】

受信系の数を n としたとき、リダクションファクタ R は、下記の関係を満たすことが後述のフルFOVの出力画像を適正に得る点で好ましい。

【0079】

【数6】

$$n \geq R > 1$$

【0080】

ここで、

R : リダクションファクタ

n : 受信系の数

本装置の動作を説明する。図 8 に、本装置の動作のフロー (flow) 図を示す。同図に示すように、ステップ (step) 701 で、受信感度分布計測が行われる。これによって、複数の受信系の感度の空間的分布が計測される。

【0081】

受信系の感度の空間的分布は、感度マップ (map) 像として求められる。感度マップ像は、例えば、RF コイル部 108 (108') および受信コイル部 110 を用いて、対象 1 の同一のスライスをそれぞれスキャンして得られた画像から求められる。

【0082】

すなわち、RF コイル部 108 (108') を用いて撮影した画像をレファレンス (reference) とし、受信コイル 112 ~ 118 を用いてそれぞれ撮影した画像を計測画像とし、ピクセルごとに計測画像とレファレンス画像の比を求めること等により作成される。レファレンス画像および計測画像の撮影は、いずれもフル FOV のスキャンによって行われる。これによって、感度マップ像は受信コイル 112 ~ 118 のおのおのについてフル FOV で得られる。このようなスキャンは、キャリブレーションスキャン (calibration scan) とも呼ばれる。

【0083】

次に、ステップ 703 で、センシティビティ・マトリクス作成が行われる。センシティビティ・マトリクスは受信コイルごとの感度マップ像に基づいて作成される。感度マップ像がフル FOV について求められるので、センシティビティ・マトリクスを適正に作成することが可能となる。以下、感度マップ像を単に感度マップともいう。

【0084】

センシティビティ・マトリクスは $n \times R$ のマトリクスとなる。ここで、 n は受信系の数であり、 R はリダクションファクタである。 $n = 4$ 、 $R = 2$ のとき、センシティビティ・マトリクス S は下記のようになる。

【0085】

【数 7】

$$S = \begin{vmatrix} s_{11} & s_{12} \\ s_{21} & s_{22} \\ s_{31} & s_{32} \\ s_{41} & s_{42} \end{vmatrix}$$

【0 0 8 6】

センシティビティ・マトリクス S において、 s_{11} 、 s_{21} 、 s_{31} 、 s_{41} は、それぞれ、受信コイル 1 1 2、1 1 4、1 1 6、1 1 8 の感度マップ像における同一ピクセル (pixel) の値である。このピクセルから位相エンコード方向に $1/2 \text{FOV}$ の距離にある各感度マップ像のピクセル値が s_{12} 、 s_{22} 、 s_{32} 、 s_{42} である。これらはいずれも複素数となる。

【0 0 8 7】

次に、ステップ 7 0 5 で、センシティビティ・マトリクス位相補正が行われる。位相補正は、センシティビティ・マトリクス S における複素数データ s の位相を 0 または予め定めた一定値とすることによって行う。すなわち、複素数データ s を

【0 0 8 8】

【数 8】

$$s = M e^{-i\theta}$$

【0 0 8 9】

としたとき、

【0 0 9 0】

【数 9】

$$\theta = 0$$

【0 0 9 1】

または

【 0 0 9 2 】

【 数 1 0 】

$$\theta = \text{const} (\neq 0)$$

【 0 0 9 3 】

とする。

次に、ステップ 7 0 7 で、スキャンが行われる。スキャンは、MS-DW-EPI によって行われる。MS-DW-EPI によるスキャンは、k スペースのサンプリング間隔を拡大することにより、リデュースド FOV について行われる。リデュースド FOV は例えば $1/2$ FOV である。なお、リダクションファクタは R は $1/2$ に限らず適宜でよい。ナビゲータエコーおよびイメージングエコーの受信は複数の受信系 1 ~ 4 を通じて同時並行的に行われる。

【 0 0 9 4 】

次に、ステップ 7 0 9 で、イメージングエコーの位相補正が行われる。位相補正はマルチショットの各回単位で、イメージングエコーをナビゲータエコーで位相補正することによって行われる。

【 0 0 9 5 】

次に、ステップ 7 1 1 で、中間画像生成が行われる。中間画像生成は、位相補正済の複数の受信系のイメージングエコーを 2 次元逆フーリエ変換することによって行われる。中間画像はリデュースド FOV の画像となるので、エイリアシング像を含むものとなる。

【 0 0 9 6 】

次に、ステップ 7 1 3 で、出力画像生成が行われる。出力画像は、中間画像とセンシティビティ・マトリクスとを用いた計算によって生成される。出力画像の生成には、下記の式が用いられる。下式は前述の文献に記載されたものと同様な式である。

【 0 0 9 7 】

【数 11】

$$V = (S^* S)^{-1} S^* A$$

【0098】

ここで、

V：フルFOVの画像の画素値

S：センシティビティ・マトリクス

S*：Sの随伴行列

A：中間画像の画素値

上式において、中間画像の画素値Aは位相補正されたものとなっているが、センシティビティ・マトリクスSも位相が補正されているので、計算は矛盾なく行うことができる。したがって、エリアシング像が元の位置に再配置されたフルFOVの断層像を得ることができる。

【0099】

そのような断層像が、ステップ715で、表示および記憶される。断層像の表示は表示部180によって行われ、記憶はデータ処理部170内のメモリに行われる。

【0100】

なお、センシティビティ・マトリクスのデータは感度マップのデータに他ならないから、位相の補正は、感度マップの段階で行うようにしてもよい。そのようにした場合のフロー図を図9に示す。図9はステップ705'だけが図8と異なる。

【0101】

同図に示すように、ステップ705'で、感度マップについて位相補正を行い、位相補正後の感度マップに基づいて、ステップ703でセンシティビティ・マトリクスを作成する。作成されたセンシティビティ・マトリクスは、位相が補正されたものとなる。すなわち、結果的にセンシティビティ・マトリクスの位相補正が行われる。

【0102】

図 1 0 に、以上のような動作を行う本装置の機能ブロック図を示す。同図に示すように、本装置は、信号獲得部 8 0 2、位相補正部 8 0 4、中間画像生成部 8 0 6、センシティブリティ・マトリクス生成部 8 0 8、位相補正部 8 1 0 および出力画像生成部 8 0 8、を有する。

【 0 1 0 3 】

信号獲得部 8 0 2 でナビゲータエコーおよびイメージングエコーを獲得する。これらエコーの獲得は、F O V を減縮した M S - D W - E P I で行われる。信号獲得部 8 0 2 は、図 8 のステップ 7 0 7 における本装置の機能に相当する。信号獲得部 8 0 2 は、本発明における獲得手段の実施の形態の一例である。

【 0 1 0 4 】

位相補正部 8 0 4 は、イメージングエコーについて位相補正を行う。位相補正部 8 0 4 は、図 8 のステップ 7 0 9 における本装置の機能に相当する。位相補正部 8 0 4 は、本発明における第 1 の補正手段の実施の形態の一例である。

【 0 1 0 5 】

中間画像生成部 8 0 6 は、位相補正済のイメージングエコーに基づいて中間画像生成を行う。中間画像生成部 8 0 6 は、図 8 のステップ 7 1 1 における本装置の機能に相当する。中間画像生成部 8 0 6 は、本発明における第 1 の画像生成手段の実施の形態の一例である。

【 0 1 0 6 】

センシティブリティ・マトリクス生成部 8 0 8 は、センシティブリティ・マトリクス生成を行う。センシティブリティ・マトリクス生成部 8 0 8 は、図 8 のステップ 7 0 1、7 0 3 における本装置の機能に相当する。センシティブリティ・マトリクス生成部 8 0 8 は、本発明における生成手段の実施の形態の一例である。

【 0 1 0 7 】

センシティブリティ・マトリクス生成部 8 0 8 は、図 1 1 に示すように、受信感度分布計測部 9 0 2 およびマトリクス作成部 9 0 4 からなる。受信感度分布計測部 9 0 2 は、図 8 のステップ 7 0 1 における本装置の機能に相当する。マトリクス作成部 9 0 4 は、図 8 のステップ 7 0 3 における本装置の機能に相当する。

【 0 1 0 8 】

位相補正部 8 1 0 は、センシティブリティ・マトリクスの位相補正を行う。位相補正部 8 1 0 は、図 8 のステップ 7 0 5 または図 9 のステップ 7 0 5' における本装置の機能に相当する。位相補正部 8 1 0 は、本発明における第 2 の補正手段の実施の形態の一例である。

【 0 1 0 9 】

出力画像生成部 8 1 2 は、中間画像およびセンシティブリティ・マトリクスを用いて出力画像の生成を行う。出力画像生成部 8 1 2 は、図 8 のステップ 7 1 3 における本装置の機能に相当する。出力画像生成部 8 1 2 は、本発明における第 2 の画像生成手段の実施の形態の一例である。

【 0 1 1 0 】

センシティブリティ・マトリクス生成部 8 0 8 は、図 1 2 に示すように、受信感度分布計測部 9 0 2 とマトリクス作成部 9 0 4 の間に、フィッティング (f i t t i n g) 部 9 0 6 を有するものであってよい。

【 0 1 1 1 】

フィッティング部 9 0 6 は、受信感度分布計測部 9 0 2 によって得られた感度マップのマグニチュード (m a g n i t u d e) について、関数フィッティングを行う。フィッティングを行うにあたり、予め位相を補正しておくことが、フィッティングを容易にする点で好ましい。また、それによってセンシティブリティ・マトリクスの位相補正が行われることになる。

【 0 1 1 2 】

フィッティングする関数は 2 次元多項式である。多項式は 2 次式であることが、次数が少なくフィッティングが簡便な点で好ましい。なお、次数は 3 以上の高次であってよい。

【 0 1 1 3 】

次数を 2 としたときのフィッティングは、2 次元の 2 次式

【 0 1 1 4 】

【数 1 2】

$$M = ax^2 + bx^2 + cx + dx + exy + f$$

【0 1 1 5】

の係数 $a \sim f$ を最小自乗法で求めることによって行われる。その際、自乗誤差に感度マップのマグニチュードによって重み付けを行うことが、フィッティングに対するノイズ (noise) の影響を小さくする点で好ましい。重みをマグニチュードの 2 乗とすることにより、さらに高精度のフィッティングを行うことができる。

【0 1 1 6】

フィッティングにより感度マップを数式で表すことができるので、キャリブレーションスキャン画像 (感度マップ) と本スキャン画像 (中間画像) の間に、対象 1 の体動等によるピクセルの位置ずれがある場合でも、センシティビティ・マトリクス S を用いた出力画像の生成は大きな誤差を生じることなく行うことができる。すなわち、体動の影響を受けにくいパラレルイメージングを行うことができる。

【0 1 1 7】

その理由は、数式を用いることにより、感度値を本来のピクセル位置ばかりでなくその近辺のピクセル位置についても連続的に外挿することが可能になるので、ピクセル位置がずれても妥当性の高い感度値を得ることができるからである。

【0 1 1 8】

また、一般的にフェーズドアレイコイルの各受信系 (コイル) は別々の位相特性を持つため、位相を含めたフィッティングは困難であるが、本発明ではセンシティビティ・マトリクスの位相を均一にするため、いわば位相はすでにフィッティングされたことに等しく、完全なセンシティビティ・マトリクスのフィッティングが可能である。

【0 1 1 9】

ナビゲータエコー収集を伴うパラレルイメージングは、MS-DW-EPI に限らない。MS-DW-EPI 以外の、ナビゲータエコー収集を伴うパラレルイメージングとして、例えば、3D グラディエントエコー (3 Dimensional Gradient Echo) 法によるイメージングがある。

【0 1 2 0】

図 1 3 に、そのパルスシーケンスを示す。両図において、(1) は R F 信号のパルスシーケンスを示す。(2) ~ (4) はいずれも勾配磁場のパルスシーケンスを示す。(2) はスライス勾配およびスライス方向の位相エンコード勾配、(3) は周波数エンコード勾配、(4) は位相エンコード勾配勾配である。なお、静磁場は一定の磁場強度で常時印加されている。

【 0 1 2 1 】

まず、 α° パルスによるスピン励起が行われる。 α° 励起はスライス勾配 G_{slice} の下での選択励起である。 α° 励起後に、スライス方向の位相エンコード勾配 G_{slice} 、周波数エンコード勾配 G_{freq} および位相エンコード勾配 G_{phase} が所定のシーケンスで印加され、イメージングエコーが読み出される。

【 0 1 2 2 】

イメージングエコーの読み出し後に、スライス方向の位相エンコード勾配 G_{slice} および位相エンコード勾配 G_{phase} の巻き戻しが行われる。その後、周波数エンコード勾配 G_{freq} のみが印加されナビゲータエコーが読み出される。

【 0 1 2 3 】

このようなパルスシーケンスが、繰り返し時間 (repetition time) TR で所定回数繰り返され、そのつど、イメージングエコーおよびナビゲータエコーが読み出される。繰り返しのたびにイメージングエコーの位相エンコードが変更され、所定回数の繰り返しによって、1 画面分のイメージングエコーが獲得される。各回のイメージングエコーは、同じ回のナビゲータエコーによって位相補正される。

【 0 1 2 4 】

2 軸方向の位相エンコードおよび周波数エンコードによってイメージングエコーを読み出すことにより、3 次元の k スペースのデータがサンプリングされる。サンプリング間隔を拡大することにより、データ収集は 3 次元のリデュースド FOV について行われる。

【 0 1 2 5 】

このデータを 3 次元逆フーリエ変換することにより、3 D 画像が再構成される。3 D 画像はリデュースド F O V についての中間画像となる。この中間画像から、センシティビティ・マトリクス S を用いてフル F O V の出力画像が生成される。ただし、センシティビティ・マトリクスは 3 D に対応したものが用いられる。

【 0 1 2 6 】

腹部の撮影では体動が問題となるのでキャリブレーションスキャンと本スキャンの位置ずれが起きやすいが、本発明によればそのような位置ずれに影響されないパラレルイメージングを行うことができる。

【 0 1 2 7 】

以上、好ましい実施の形態の例に基づいて本発明を説明したが、本発明が属する技術の分野における通常の知識を有する者は、上記の実施の形態の例について、本発明の技術的範囲を逸脱することなく種々の変更や置換等をなし得る。したがって、本発明の技術的範囲には、上記の実施の形態の例ばかりでなく、特許請求の範囲に属するすべての実施の形態が含まれる。

【 0 1 2 8 】

【発明の効果】

以上詳細に説明したように、本発明によれば、ナビゲータエコーでイメージングエコーを位相補正する場合でも、パラレルイメージングが可能な磁気共鳴撮影装置を実現することができる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】

本発明の実施の形態の一例の装置のブロック図である。

【図 2】

本発明の実施の形態の一例の装置のブロック図である。

【図 3】

複数の受信コイルを示す図である。

【図 4】

複数の受信系を示す図である。

【図 5】

本発明の実施の形態の一例の装置が実行するパルスシーケンスの一例を示す図である。

【図 6】

k スペースを示す図である。

【図 7】

k スペースを示す図である。

【図 8】

本発明の実施の形態の一例の装置の動作のフロー図である。

【図 9】

本発明の実施の形態の一例の装置の動作のフロー図である。

【図 1 0】

本発明の実施の形態の一例の装置の機能ブロック図である。

【図 1 1】

本発明の実施の形態の一例の装置の機能ブロック図である。

【図 1 2】

本発明の実施の形態の一例の装置の機能ブロック図である。

【図 1 3】

本発明の実施の形態の一例の装置が実行するパルスシーケンスの一例を示す図である。

【符号の説明】

1 対象

1 0 0, 1 0 0' マグネットシステム

1 0 2 主磁場コイル部

1 0 2' 主磁場マグネット部

1 0 6, 1 0 6' 勾配コイル部

1 0 8, 1 0 8' R F コイル部

1 1 0 受信コイル部

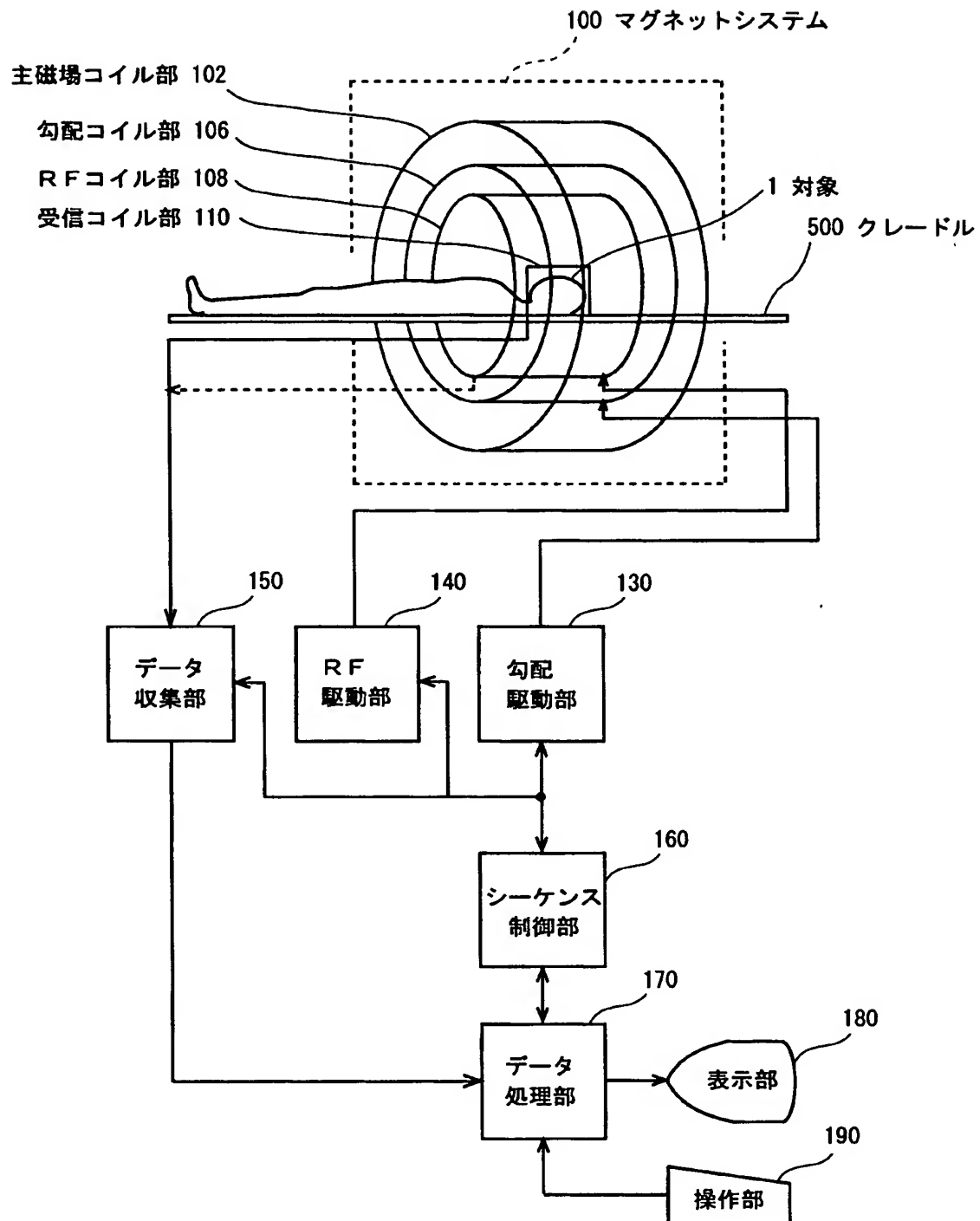
1 3 0 勾配駆動部

1 4 0 R F 駆動部

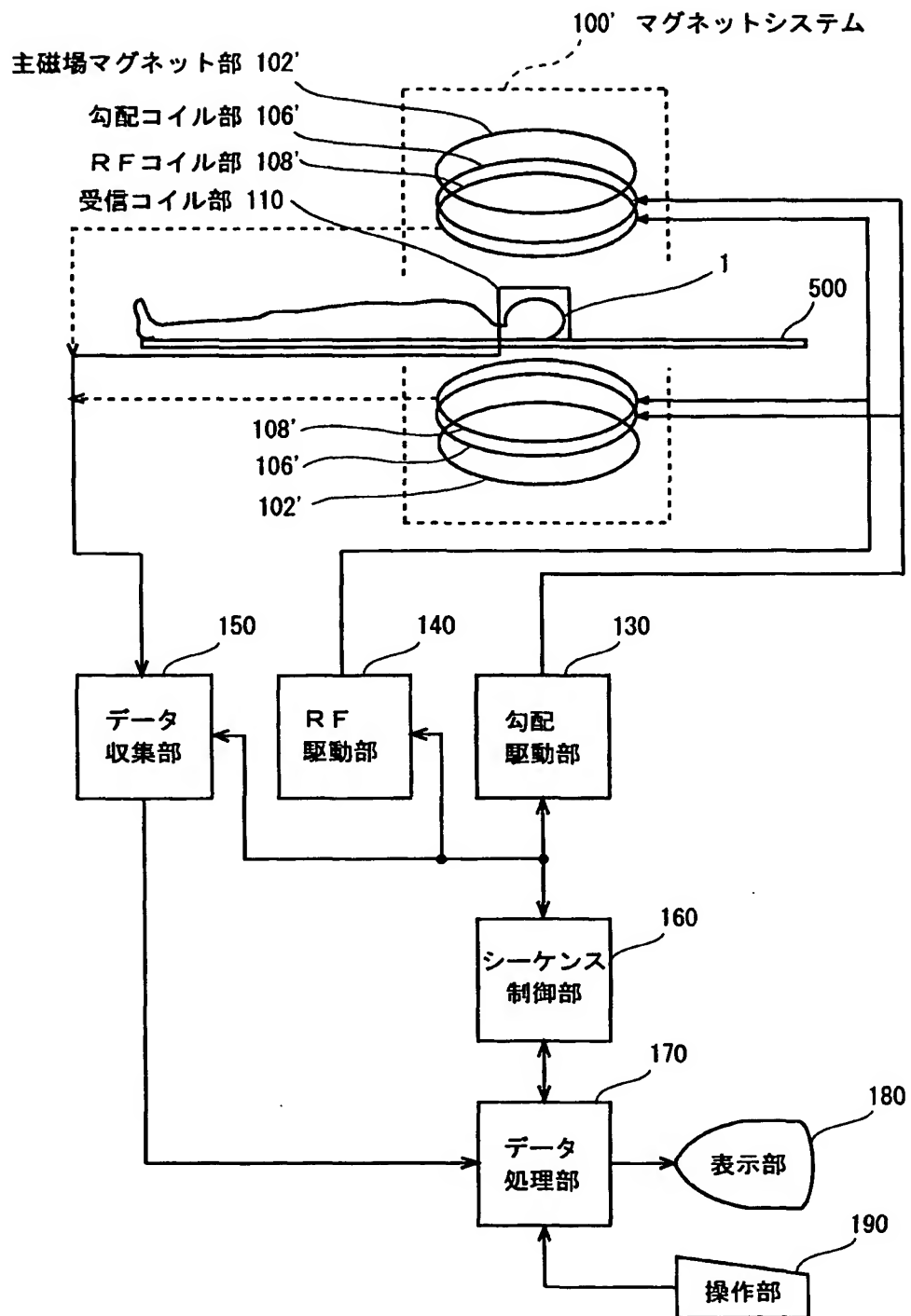
1 5 0 データ収集部
1 6 0 シーケンス制御部
1 7 0 データ処理部
1 8 0 表示部
1 9 0 操作部
5 0 0 クレードル
1 1 2 ~ 1 1 8 受信コイル
1 5 2 ~ 1 5 8 受信回路
8 0 2 信号獲得部
8 0 4 位相補正部
8 0 6 中間画像生成部
8 0 8 センシティブリティ・マトリクス生成部
8 1 0 位相補正部
8 1 2 出力画像生成部
9 0 2 受信感度分布計測部
9 0 4 マトリクス作成部
9 0 6 フィッティング部

【書類名】 図面

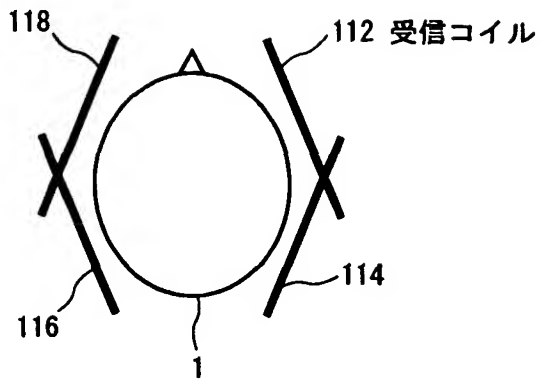
【図 1】



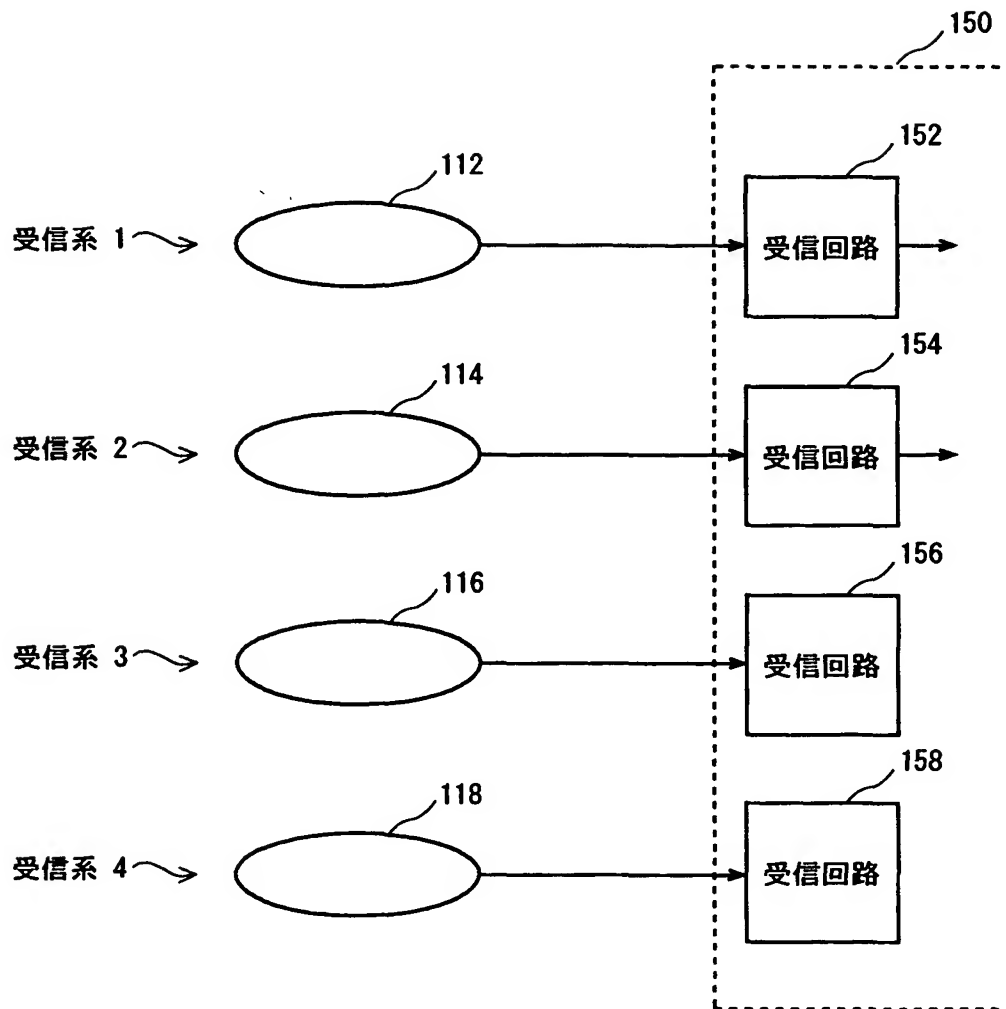
【図 2】



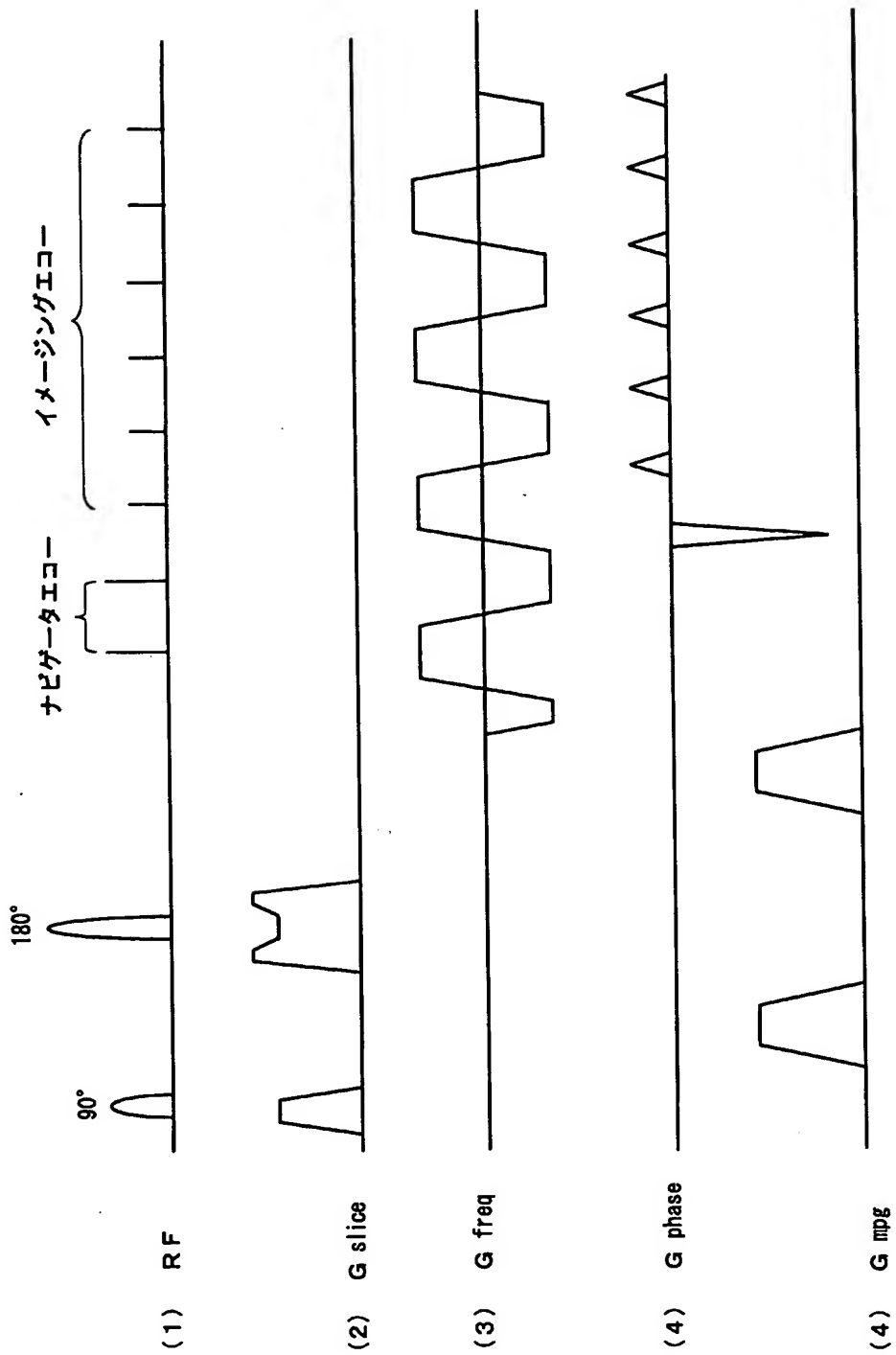
【図 3】



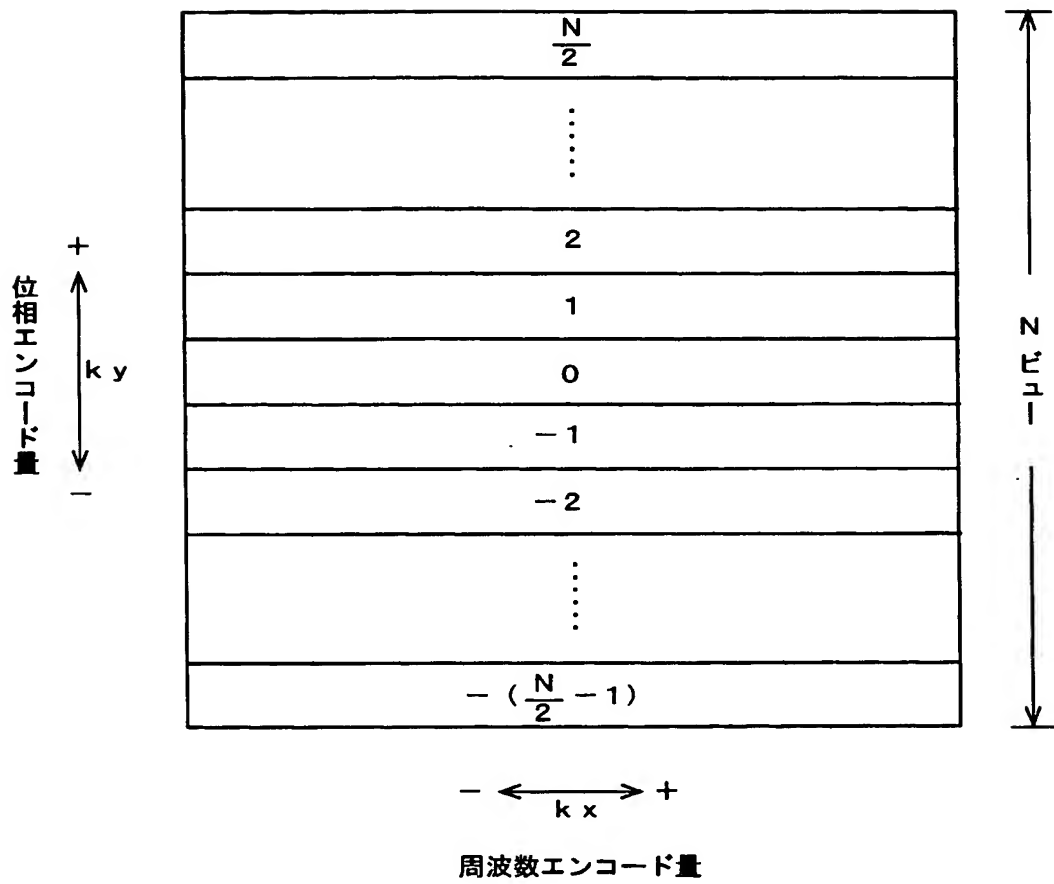
【図 4】



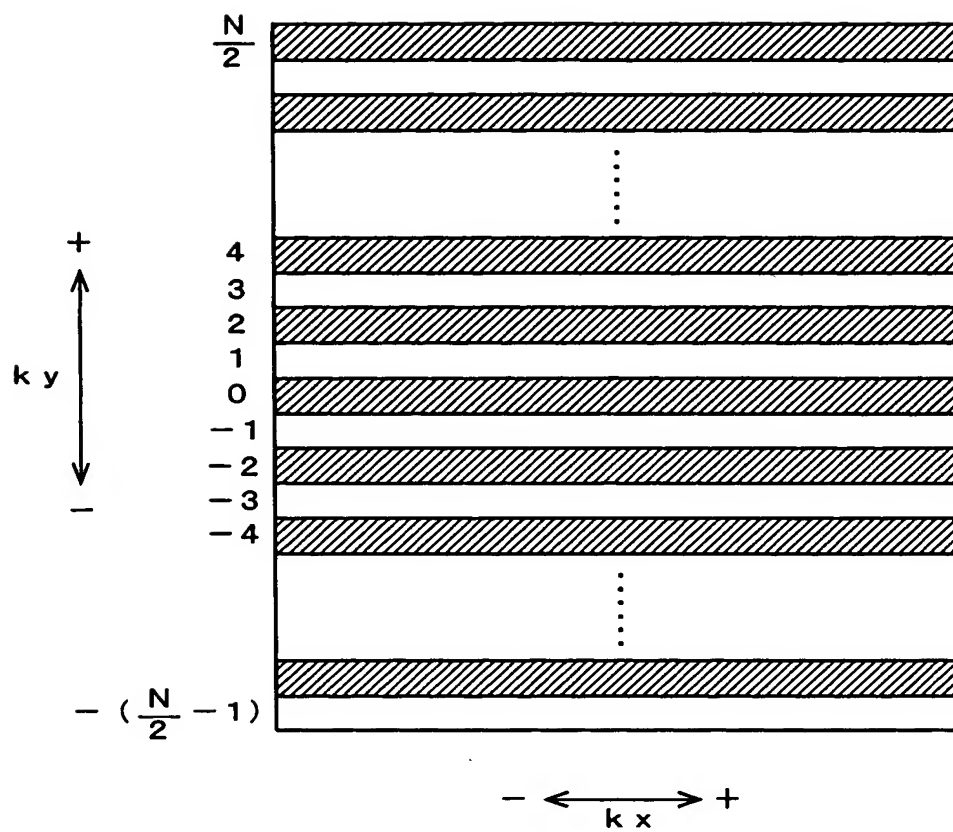
【図 5】



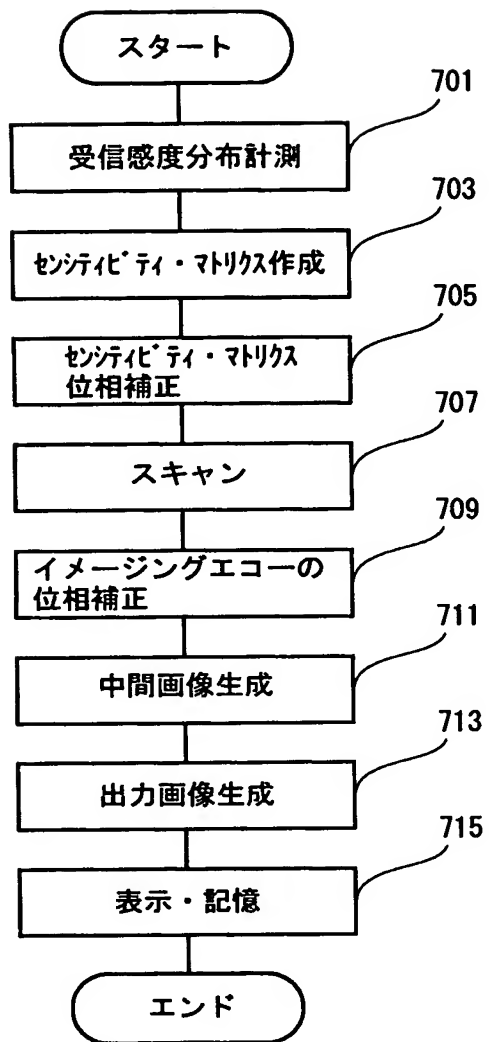
【図 6】



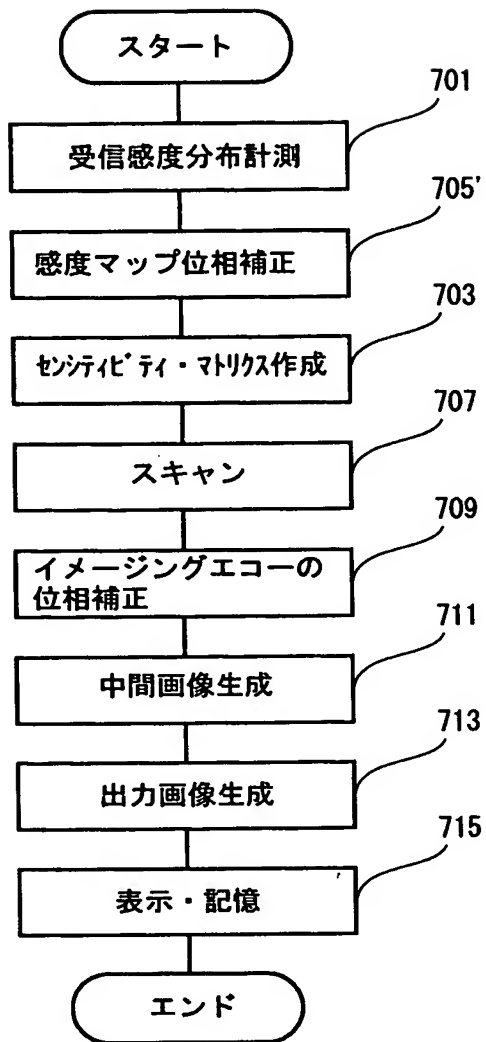
【図 7】



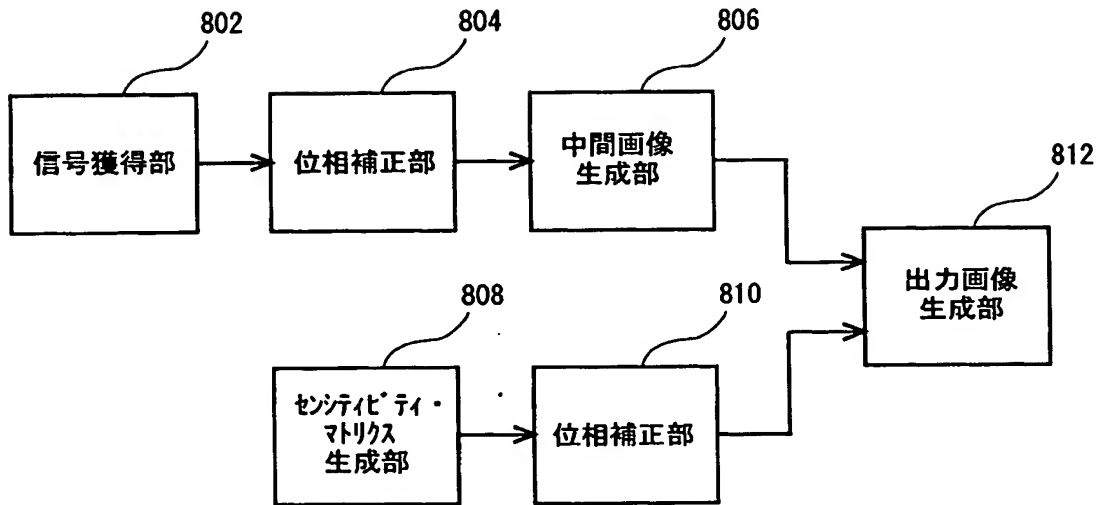
【図 8】



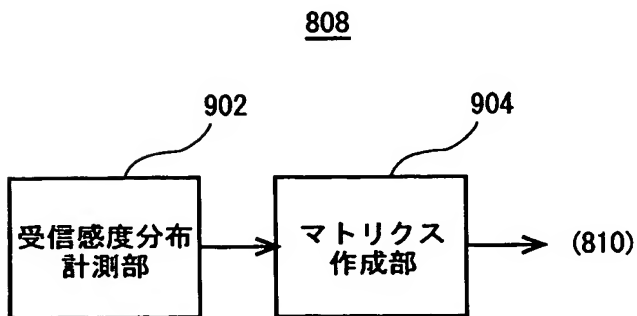
【図 9】



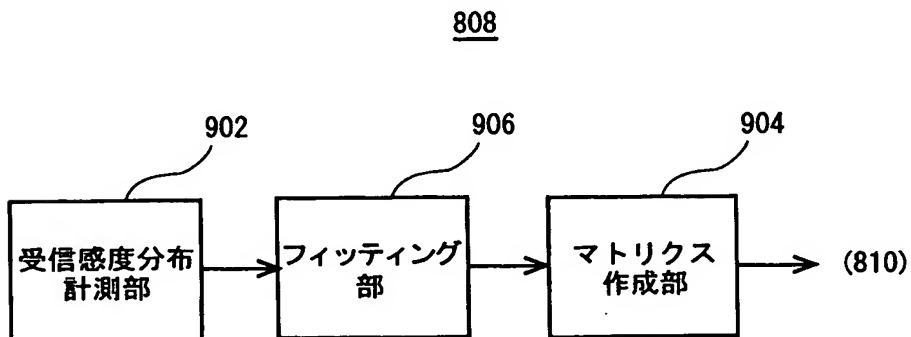
【図 1 0】



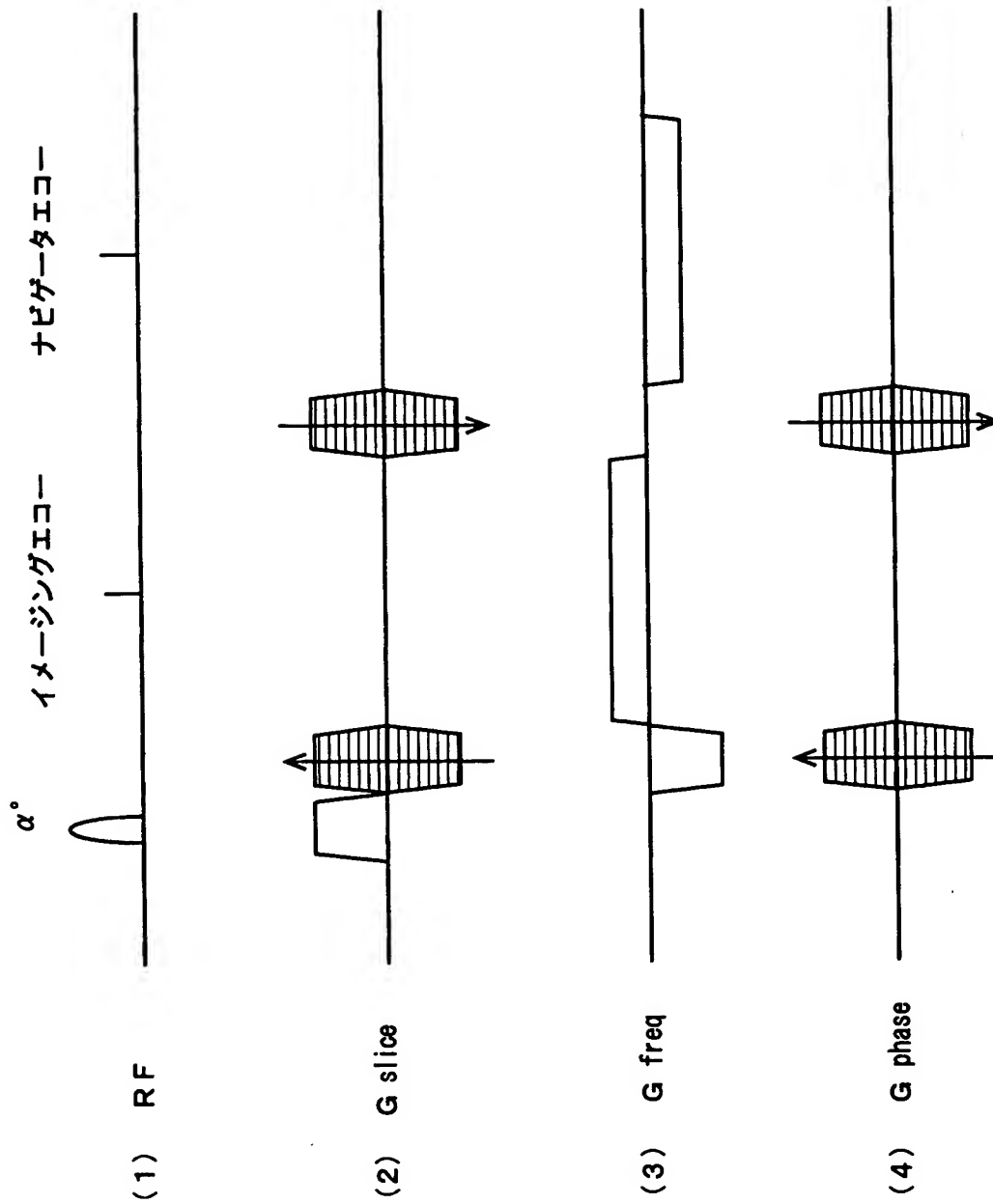
【図 1 1】



【図 1 2】



【図 13】



【書類名】 要約書

【要約】

【課題】 ナビゲータエコーでイメージングエコーを位相補正する場合でも、パラレルイメージングが可能な磁気共鳴撮影装置を実現する。

【解決手段】 対象の内部のスピンを励起してそのスピンが生じるイメージングエコーを減縮されたフィールド・オブ・ビューについて複数の受信系を通じてナビゲータエコーとともに獲得し（802）、イメージングエコーについてナビゲータエコーに基づく位相補正を行い（804）、位相補正後の複数の受信系ごとのイメージングエコーに基づいて中間的な画像を生成し（806）、複数の受信系に関するセンシティビティ・マトリクスを作成し（808）、センシティビティ・マトリクスについてマトリクスデータの位相を補正し（810）、中間的な画像および位相補正後のセンシティビティ・マトリクスに基づいて、完全なフィールド・オブ・ビューの画像を生成する（812）。

【選択図】 図10

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号 [300019238]

1. 変更年月日 2000年 3月15日

[変更理由] 名称変更

住 所 アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・53188・ワウケシャ
・ノース・グランドビュー・ブルバード・ダブリュー・71
0・3000

氏 名 ジーイー・メディカル・システムズ・グローバル・テクノロジー
・カンパニー・エルエルシー